

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表平6-501177

第1部門第2区分

(43) 公表日 平成6年(1994)2月10日

(51) Int. Cl.⁵

A 61 N 1/365

識別記号

庁内整理番号

F I

8718-4 C

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 8 頁)

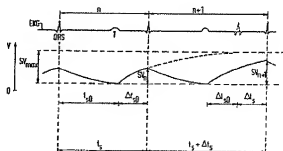
(21) 出願番号 特願平3-515943
 (86) (22) 出願日 平成3年(1991)10月4日
 (85) 翻訳文提出日 平成5年(1993)4月5日
 (86) 国際出願番号 P C T / E P 9 1 / 0 1 8 9 7
 (87) 国際公開番号 W O 9 2 / 0 5 8 3 6
 (87) 国際公開日 平成4年(1992)4月16日
 (31) 優先権主張番号 P 4 0 3 1 4 5 0 . 2
 (32) 優先日 1990年10月4日
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)
 (81) 指定国 EP (A T, B E, C H, D E, D K, F S, F R, G B, G R, I T, L U, N L, S E), J P, U S

(71) 出願人 シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 2 ヴィツテルスバッハープラッツ 2
 (72) 発明者 ハインツェ, ローラント
 ドイツ連邦共和国 D-8000 ミュンヘン
 80 ジンバッハー シュトラッセ 5
 (74) 代理人 弁理士 矢野 敏雄 (外2名)

(54) 【発明の名称】 心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートペースメーカー

(57) 【要約】

本発明は、心臓活動の測定パラメータ (M) を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカーに関する。障害信号がなく、ハートペースメーカーの生理学的機能の評価に使用することのできる測定パラメータを検出するためにこの装置には、先行する心周期 (n) に比較して心周期 (n+1) の周波数 (f) ないし持続時間 (t s) の変化が一度または個々に発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ (M) の変化の程度を周波数変化 (Δf) の程度に依存して評価する回路手段が設けられている。



請求の範囲

1. 心臓活動の測定パラメータ(M)を検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカーにおいて、
先行する心周期(n)と比較して心周期(n+1)の周波数(f)ないし時隔時間(t_s)の変化が一度または僅かに発生した際に、当該変化から生じた測定パラメータ(M)の変化の程度を周波数変化(Δf)の程度に依存して評価する回路手段が設けられていることを特徴とする装置。
2. 測定パラメータ(M)の変化の程度として、2つの連続する測定サイクル(n, n+1)において検出された測定値(M_n)と(M_{n+1})の差(ΔM)が検出される請求の範囲第1項記載の装置。
3. 周波数時間ユニット(20)により制御される制御周波数の周波数変化(Δf)によって導出されるパラメータ変化(ΔM)が評価される請求の範囲第1項または第2項記載の装置。
4. 評価のために、種々異なるパルス間隔変化(Δt₁)および(Δt₁₊₂)に依存して測定された2つの測定パラメータ変化(ΔM₁)と(ΔM₂)の差が計算される請求の範囲第1項から第3項までのいずれか1項記載の装置。
5. 負荷が一定の量の比較的に長い時間間隔にわた

って一定である種々の基本周波数(f₁, f₂, ...)において周波数の評価を行い、当該値を周波数に調整して記憶する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

6. 負荷に依存する測定パラメータの変化の程度を、場合により周波数に依存する目標値と比較することにより制御周波数の調整に利用する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。
7. 検出量に依存する測定値(M)の差(ΔM)を、周波数変化(Δf)の値が上昇する場合、最大測定値変化(ΔM_{max})が $\Delta f \cdot n = 1 / \Delta t_{s0}$ の際に検出されるように算出する請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。
8. 2つの基本周波数(f₁)と(f₂)は異なるが、しかし負荷は同じ場合での2つの最大測定値変化の差が、周波数(f₁)での値(ΔM_{max})に調整して、 $\Delta M \cdot f / (f + \Delta f)$ と比較され、比較値が周波数制御の血液力学的最適化に使用される請求の範囲第6項記載の装置。
9. 同じ基本周波数での検出量依存測定パラメータの、短時間の異なる変化の差が当該周波数に対して記憶されている目標値と比較され、心臓の有効作用度が判断検出のために分析される請求の範囲第1項から第4項までのいずれか1項記載の装置。

明 細 書

心臓活動の測定パラメータを検出するための装置、例えばハートペースメーカー

本発明は、心臓活動の測定パラメータを検出するための測定装置を有する装置、例えばハートペースメーカーに関する。

国際特許出願WO 99/069990には、どのようにして制御周波数を周期的に交換し、心臓部分領域に制御する測定パラメータを同時に検出し、応答の計算を行うことにより、周波数制御の血液力学的最適化が可能であるかが記載されている。しかしこの測定法で最適なこととは、所定の時間間隔にわたって周波数変化を行うことである。この時間間隔は心臓節の反応だけでなく、心臓血管制御系全体の反応を引起し、この反応は制御周波数の周波数領域の最適化のための前提条件である。

EP-A-0265899から公知のハートペースメーカーでは、制御周波数が所定移行時間に依存して、負荷依存する設定量として制御される。その際、特性試験結果のほかに血液力学的最適制御も行われる。これは身体的負荷程度が一定の場合に、測定された所定移行時間が最小値を有するまで制御周波数を高めるかまたは低下することにより行われる。その際、このよ

うにして観察された所定周波数はそれぞれの負荷程度に対して恒定的なものであるとみなされる。この手段でも直感的には、所定周波数周波数を求める際の周波数変化がな臨界の反応だけでなく、心臓血管系系全体の反応を惹起することである。その際、この反応は所定周波数の周波化のための前提条件である。

図1-A-0140472には、所定周波数の制御を心臓の吐出量の変化に依存して行うことが提案されている。この変化はインピーダンス測定により検出される。しかしここには、インピーダンス信号から得られる測定値により吐出量を定量的に定めることは示唆されていない。そのほか、測定されたインピーダンス信号の値と負荷程度との間の比例関係の個人差をどのように補正するかは記載されていない。

図1-A-3533597には、所定周波数を吐出量に比例する測定値により制御する方法が記載されている。所定周波数の制御特性曲線は吐出量の関数としてももちろん次のように求められる。すなわち、最大負荷の際に周波数を周波数と吐出量の積が最大になるように制御するのである。この手段の欠点は、最大負荷状態を第2の測定パラメータとして検出するかまたは外部から入力しなければならぬことである。またそこには、インピーダンス信号の障害に対する脆弱性をどのように補償するかは記載されており、従いこの種の方法は実際に適用されていない。

その制御の場合は、所定周波数の所望の変化により惹起された周波数変化 Δf を分析する。

測定パラメータ M と周波数変化 Δf の程度との依存関係を定量的に正確に定量化することができれば、周波数変化 Δf に依存しないすべての障害的係数成分を、公知の簡単な評価法（例えば三角形、四角形、および平均値形成）に従い周波数変化に関連した評価を用いて除去することができる。

このようにして得られた次の生理学的事実を利用することができる。すなわち、2つの心臓パルス間のパルス間隔 t_{s0} の短縮または延長によるパルス周波数の変化がこの心臓の拡張期充填を制御し、これにより次の心拍 $n+1$ 中の収縮期排出量の経過を制御するという事実が利用される。

周波数変化に関連する信号評価法を、例えば心拍インピーダンス測定（これを利用することでは従来、この測定法の障害脆弱性が大きいものうまいかなかった）の分析の際に適用すれば、吐出量の変化を障害なしに評価することができ、昇進された信号を用いて所定周波数を負荷依存して制御することができる。および/または所定周波数を定量的に最適化することができる。および/または無制限に実行することができる。

本発明を以下、図面に基づき詳細に説明する。

図1は、周波数を変化させた際の心電図経過および所望の心室容積の経過を示す図面。

本発明の装置は、特にハートペースメーカーに関連して、心臓活動の測定パラメータをこのパラメータに障害信号のないように検出し、心臓の生理学的評価、例えば心臓時間容積の変化の検出に使用することができるように構成することである。

この装置は請求の範囲に記載された構成により解決される。

従来のペースメーカー技術で用いられていたパッシブ障害検出法、例えば周波数測定とは異なり、本発明ではアクティブ障害検出法が、ドリフト、感度変化、感度変化および多量度の影響を抑止するために適用される。その際原則的には、既述すべき現象のみの所望の識別により、時間的遅延にたいし、引き続き識別した際に特異的でない信号成分が排除されるのである。ペースメーカーの機能はその他の従来の条件を提供する。なぜなら、心臓活動のすべての測定パラメータは心臓の周波数に依存し、従い制御パルスにより所望の制御が可能だからである。

本発明の装置形態ではこの事実を次のように利用する。すなわち、心拍 $n+1$ 中の測定パラメータ M の信号経過を先行する心拍 n の周波数 f （ないし時間 t_{s0} ）に依存して分析し、 f が Δf だけ、ないし t_{s0} が Δt_{s0} だけ変化した場合に、測定値 $M(n)$ と $M(n+1)$ の間の測定値変化 ΔM を、2つの心拍間の周波数変化 Δf （ないし Δt_{s0} ）の程度に依存して評価するのである。

図2は、周波数変化によって制御に依存する測定パラメータを検出し、ハートペースメーカーの周波数制御に利用するハートペースメーカーのブロック図である。

図3は、通常の心臓の吐出量の経過を、種々異なる負荷段階において吐出量周波数に依存して示す図面。

図4は、所定周波数を定量的に最適化したハートペースメーカーのブロック図である。

図5は、心臓の制御状態を識別するための手段を有するハートペースメーカーのブロック図である。

図1は、上部に心電図EKGの信号経過が2つの順次連続する心拍 n と $n+1$ にわたって示されており、その下には心臓の2つの心室の容積 V の所望の経過が示されている。心室容積 V の経過はここでは簡潔的に変化する曲線部分により簡潔に示されている。心拍 n を開始するQRS波がEKGに発生する際に、収縮が始まる。収縮では心室がまず拡張し、引き続き収縮を遂行する。その際心室は心室から排出される。収縮の長さはこの点 t_{s0} により示されている。EKGのT波の終了時に拡張が始まる。この拡張では心室は弛緩し、引き続き心室容積 V が指数的に経過して増大する際に再び拡張する。最終の心拍により終了する拡張の長さ Δt_{s0} により示されている。従い、 n の付された心室の持続時間 t_{s0} に対して：

$$t_{s0} = t_{s0} + \Delta t_{s0}$$

があげられる。

最初の心周期 n の吐出量 $S V n$ は、図1に示すように近似的に次式により表される。

$$S V n = S V_{\max} \cdot (1 - \exp(-A t n / T))$$

ここで $S V_{\max}$ は患者の所定の負荷に基づき、心周期の最大持続時間の終に生じる吐出量であり、 T は拡張相での心室舒張 V の上昇に対する時定数である。この時定数は心筋の収縮性に依存する。吐出量 $S V n$ に対する式には2つのパラメータがある、すなわち、 $S V_{\max}$ と T である。これらのパラメータは心筋の収縮性の変化により、患者の物的および心的負荷に依存して変化する。基本的にはまた、吐出量 $S V$ の測定技術の検出により、例えば心臓ペースにおける電気的機械インピーダンスの変化 ΔZ を測定することにより、患者の負荷状態を検出し、ハートペースメーカーの例えは周波数制御に利用することもできる。その間接は、インピーダンス ΔZ は吐出量 $S V$ に比例することが同定される。特に吐出量に依存する測定パラメータ、すなわちここではインピーダンス信号は多数の障害の影響、例えば患者の呼吸活動、運動アーチファクト、ドリフト発生、感度変化および広域感度変化の影響を受ける。これらの影響は心臓活動には関係しない。これらの障害の影響を排除するために、以下に示すように、測定パラメータが順次連続する心周期 n と $n+1$ の持続時間の変化に依存して評価される。

定パラメータの検出が順次周波数の制御に利用される。ハートペースメーカーは前駆パルス発生器1を有する。前駆パルス発生器の出力端子2は開閉可能なスイッチ3と電圧検出器4を介して、患者5の心臓5に配置された電極6と接続されている。前駆パルス発生器1の第2の出力端子7はハートペースメーカーのここに図示しないケーシングと接続されている。ケーシングは基準電極として用いられる。前駆パルス発生器1は制御線路8を介してハートペースメーカー制御部9と接続されている。制御部9は制御線路8を介して前駆パルス発生器1による前駆パルスの出力を監視する。心拍検出部10は前駆パルスまたは自然の心拍を検出するもの、電極6とハートペースメーカーケーシングとの間で、第1入力端子が前駆パルス発生器1の出力端子2に、第2入力端子がハートペースメーカーケーシングに接続されている。心拍検出部10の出力端子は信号線路13を介してハートペースメーカー制御部9と接続されている。電圧検出器4は別の開閉可能なスイッチ14を介して測定パラメータ検出器15の第1入力端子15と接続されている。この測定パラメータ検出器は図示の実例例では測定パラメータとして電極6とハートペースメーカーケーシングとの間の拡張インピーダンスを検出する。ハートペースメーカーケーシングにはそのために、測定パラメータ検出器15の第2入力端子17が接続されている。測定パラメータ検出器15は制御線路13を

図1に示すように、心周期 $n+1$ の持続時間は先行する周期 n に対して Δt だけ延長されている。そのため収縮持続時間が変化しない場合には、第2の心周期 $n+1$ の拡張相が同じ量 Δt だけ延長される。従い患者の負荷が変化しない場合、第2の心周期 $n+1$ の吐出量 $S V n+1$ は

$$S V n+1 = S V_{\max} (1 - \exp(-(A t n + \Delta t) / T))$$

により得られる。

これにより、吐出量 $S V$ の変化 $\Delta S V (+)$ は、順次連続する心拍の間隔が Δt だけ拡大していることに基づき、

$$\Delta S V (+) = S V_{\max} (1 - \exp(-(A t n + \Delta t) / T)) - S V_{\max} \cdot \exp(-(A t n) / T) \cdot (1 - \exp(-(A t n) / T))$$

により得られる。

心周期持続時間が減少する場合、すなわち2つの心拍の間隔が Δt だけ減少している場合には、図1に吐出量 $S V$ の変化 $\Delta S V (-)$ は

$$\Delta S V (-) = S V_{\max} \cdot \exp(-(A t n) / T) \cdot (1 - \exp(-(A t n) / T))$$

により得られる。

従い2つの吐出量変化の比は

$$\Delta S V (+) / \Delta S V (-) = \exp(-A t \Delta t / T)$$

により得られ、従い負荷に依存する時定数 T が障害のある量 $S V_{\max}$ なしで得られる。

図3はハートペースメーカーのブロック図を示す。このペースメーカーでは上に説明した負荷に依存する図

介して心拍検出器10と、さらに出力信号線路19を介してハートペースメーカー制御部9と接続されている。制御可能なスイッチ3と14は一方では前駆パルス発生器1と心拍検出器10を、他方では測定パラメータ検出器15を制御するために用いられる。それによりこれらは相互に影響することがない。図示に実例例では、電極6とハートペースメーカーケーシングとの間でインピーダンス測定が行われる。しかし前駆、心拍検出およびインピーダンス測定のために様々な電極を設ける多量電極配置も考えられる。

図示のハートペースメーカーの機能は次のとおりである。ハートペースメーカー制御部9は、例え外部からプログラミング可能な所定の周波数 f を規定する。この周波数により前駆パルス発生器1は心臓5に前駆パルスを送出する。周波数 f は個々の前駆パルスの間隔 t に $t = 1 / f$ により相対する。心拍検出器10により自然の心拍も、測定された心拍も検出される。各検出された心拍により、ハートペースメーカー制御部9にて持続時間 t の時間間隔がスタートされ。この時間間隔が完全に経過した後、前駆パルスの出力が再起され、時間間隔は新たにスタートされる。この時間間隔の経過中に自然の心拍が検出されたり、時間間隔は前駆パルスを形成することなく新たにスタートされる。

数秒の間隔で、ハートペースメーカー制御部9では2

つの順次連続する刺激パルス間の間隔が交互に Δt と Δt_0 および Δt_1 だけ変化される。この間隔の変化により、拡張期充満率が変化し、吐出量 $S V$ がそれぞれ直ちに反応する。一方、循環系の通常の圧力は変化せず、従い平均心臓時間容積は変化しないままである。変化 $\Delta S V$ と $\Delta S V(-)$ にはインピーダンス変動 ΔZ の変化 $\Delta Z(+)$ と $\Delta Z(-)$ が対応する。測定パラメータ検出器16によるインピーダンスの検出は制御回路18を介して検出された心拍に同期化される。刺激パルス間隔が Δt とだけ延長された際には、まず先行する心拍間 n でインピーダンス変動 $\Delta Z(n)$ が検出され、その後延長された心拍間 $n+1$ でインピーダンス変動 $\Delta Z(n+1)$ が検出される。引き続き、2つのインピーダンス変動の差が $\Delta(\Delta Z(+)) = \Delta Z(n+1) - \Delta Z(n)$ により形成される。同じようにして、刺激パルス間隔が Δt とだけ短縮する際にもインピーダンス変動 $\Delta(\Delta Z(-))$ が検出される。この2つの差からハートペースメーカ制御部27では差 $\Delta(\Delta Z(+)) / \Delta(\Delta Z(-))$ が形成される。この原理は、刺激パルス周波数変調により意図された吐出量変化の比 $\Delta S V(+)/\Delta S V(-) = \Delta x p / (\Delta t s / T)$ に相当する。従い上に示したように、患者の身体状態に対する尺度となる。このようにして求められた負荷に対する実測値はハートペースメーカ制御部27で目標値と比較される。

目標値は一定の値としてこの関与しない外部プログラミングユニットにより設定することができる。または、周波数 f に依存する値とすることもできる。目標値は実測値比較に基づき、ハートペースメーカ制御部27が刺激パルス発生器11に刺激パルスの出力を調整させる周波数 f が制御される。

以下、図3および図4に基づき、ハートペースメーカにおける本発明の枠での血液力学的周波数感測化の実施例を説明する。身体固有の循環制御は心臓時間容積 $H Z V$ を患者の物的および心の状態に依存して制御する。心拍周波数 f と吐出量 $S V$ の積としての心臓時間容積 $H Z V$ はその際、圧力差 Δp と末梢血管抵抗 R に比例する。すなわち、 $H Z V = S V \cdot f = \Delta p / R$ である。ここで末梢血管抵抗 R はほぼ自発的に負荷に反応する。これは例えば、筋の活動の際にその血管が拡張し、それにより末梢血液循環の領域が広がるようにして反応する。これに起因する短時間の低圧値は中枢神経系の形態のレセプタにより検出され、心臓時間容積 $H Z V$ を高めるための心野へ直接的に実施される。心臓時間容積は吐出量 $S V$ と心拍周波数 f を介して高められる。次に心臓時間容積 $H Z V$ は平均して、負荷に比例する値に安定する。

図3は正常な心臓に對して、吐出量 $S V$ の経過を心拍周波数 f に依存して、様々な負荷段階において示す線図である。心臓時間容積 $H Z V$ が一定の特性曲

線は一直線として示されている。線図が示すように各負荷段階 P 部に周波数 f_P がある。この周波数 f_P からは心拍周波数 f をさらに高めることも心臓時間容積 $H Z V$ の上昇は望まない。線図には、周波数 f の変化が心臓時間容積 $H Z V$ の変化をほとんど生じさせない領域がハッチングで示されている。心臓周波数の変動幅が個人差の大きいものであるため、ハートペースメーカ患者部に刺激周波数を負荷状況に次のように最適化することができる。すなわち、心臓時間容積 $H Z V$ を負荷に比例して適宜し、周波数上昇が心臓時間容積 $H Z V$ の低下にならないように最適化するのである。ハートペースメーカにおける血液力学的周波数感測化のための例を以下説明するに際し、上に述べた事項が利用される。すなわち、身体固有の循環制御は負荷状況が一定に留まる場合、心臓時間容積 $H Z V$ を近似的に一定に保持するのである。これは、負荷に依存し、循環に典型的な周波数 f_P からは、刺激周波数 f の上昇 Δf を吐出量 $S V$ の相対的低下 $-\Delta S V$ により補償するようにして行うのである。すなわち、負荷が一定の場合は f に対して比較的に大きな f_P が選ばれている。

$$H Z V = S V \cdot f = (S V - \Delta S V) \cdot (f + \Delta f)$$

従い、吐出量 $S V$ の相対的変化に対して次式が成り立つ。

$$\Delta S V / S V = \Delta f / (f + \Delta f)$$

図1が示すように、パルス間隔 t_s を Δt と t_{s0} だけ短縮すると、第2の心拍間 $n+1$ において吐出量がゼロになる。この場合、吐出量 $S V$ の変化 $\Delta S V_0$ に対して次式が成り立つ。

$$\Delta S V_0 = S V \cdot n + 1 - S V_0 = 0 - S V_0$$

従い、所定の刺激周波数 f において吐出量 $S V$ は次のようにして求められる。すなわち、筋の時間間隔で変数 n 、心拍間 $n+1$ を定める2つの刺激パルス間の間隔をそれぞれ比較的に大きな値 Δt とだけ短縮し、これにより形成された吐出量 $S V$ の変化 $\Delta S V$ を検出するのである。この過程は、 $\Delta S V$ が比較的に大きくなるまで繰り返される。しかしながら $\Delta S V$ に対して、先行する値よりも小さな値が検出されると直ちに、先行する値、すなわち $\Delta S V$ に対する最大値が $\Delta S V_0 = -S V_0$ として定められ、パルス間隔 t_s の短縮された量 Δt が Δt_{s0} として定められる。筋の実際の例で示したように、吐出量 $S V$ の変化 $\Delta S V$ のない $\Delta S V_0$ は心臓領域のインピーダンス測定により求めることができる。インピーダンス変動 ΔZ は吐出量 $S V$ の関数であるから、 $\Delta S V / S V = \Delta Z / \Delta Z_0$ の上で必要な換算は、インピーダンス変動の変化の比 $\Delta Z / \Delta Z_0$ により求められる。ここで ΔZ_0 は、刺激パルス間隔が $t_{s0} = \Delta t_{s0}$ だけ延長したときのインピーダンス変動である。

図4はハートペースメーカーのブロック回路図を示す。このペースメーカーでは、上に説明した血液力学的周波数検出が適用される。その断面2と同じ機能ブロックに同じ自然番号が付いている。ハートペースメーカーは刺激パルス発生器1を有する。刺激パルス発生器の出力端子2は制御可能なスイッチ3と電極線4を介して、患者5の心臓5に配線された電極6と接続されている。刺激パルス発生器1の第2の出力端子7はハートペースメーカーのここに図示しないケーシングと接続されている。ケーシングは基準電極として用いられる。刺激パルス発生器1は制御回路8を介して周波数制御ユニット20と接続されている。この制御ユニットはハートペースメーカー制御部9の構成部材であり、刺激パルス発生器1は刺激パルスの出力のための所定の周波数で制御する。周波数は、患者の負荷状態を検出するセンサ21の出力番号21に依存して制御可能である。センサの出力信号は信号処理部22を介して周波数制御ユニット20に供給される。自然の心拍および刺激された心拍を検出するために電極線6とハートペースメーカーのケーシングとの間では、心拍検出部10の第1入力端子11が刺激パルス発生器1の出力端子2に、第2入力端子12がハートペースメーカーケーシングに接続されている。心拍検出部10の出力例は信号線13を介して、ハートペースメーカー制御部9内の他および周波数部23と接続されている。測

定パラメータ検出部14は第1入力端子15が別の制御可能なスイッチ14および電極線4を介して電極線6と接続され、第2入力端子17が第2の電極線24を介して、第1電極6から距離をおいたリング電極25と接続されている。測定パラメータ検出部16は2つの電極6と25の間のインピーダンスを測定するために用いられる。測定パラメータ検出部16はさらに制御回路18を介して心拍検出部10と、出力信号線19を介して、ハートペースメーカー制御部9の信号処理部26と接続されている。他および周波数部23と信号処理部26は出力例で信号比較部27と接続されている。信号比較部の出力信号は周波数ユニット20を制御する制御線28に供給される。

周波数制御ユニット20は刺激パルス発生器1に、センサにより検出された患者の負荷状態に依存する周波数での刺激パルスを出力させる。この場合、患者の周波数において、2つの周波数検出する刺激パルス間の間隔が一度、最小1秒だけ短縮される。測定パラメータ検出部16では上記のような各周波数検出の際に、心臓5での電極6と25間のインピーダンスが心拍検出部10により検出された心拍に同期して検出される。さらに信号処理部26では、周波数検出する心拍間のインピーダンス変動 ΔZ_n と、持続時間の変化された心拍間 $n+1$ でのインピーダンス変動 ΔZ_{n+1} との間の差が形成される。一度のバース間隔

間の過程は患者の周波数において比較的に増大する振幅 ΔA_{10} によりより戻され、信号処理部26にてそれと新たな ΔA_{10} に対する値が前に検出された値と比較される。新たに検出された値が先行する値よりも大きければ、バース間隔間の過程は、新たに検出される ΔA_{10} に対する値が前に検出された値よりも所定の量だけ小さくなるまで続けられる。次いで前に検出された ΔA_{10} に対する値が ΔA_{10} に対して定常され、記憶される。

周波数制御ユニット20が周波数周波数 f を比較的に長い時間間隔(数分)で変化すると、センサ21が負荷変化を検出するまたは周波数制御ユニット20が自動的に周波数検出を実行するので、これにより生じる新たな値 ΔA_{10} と $n+1$ が信号処理部26にて、比較的時間間の周波数変化 Δf の範囲に検出された値 ΔA_{10} と n と比較され、2つの値の差 ΔA_{10} が形成され、引き継ぎ値 ΔA_{10} が形成される。この間には周波数変化 Δf による吐出量5Vの種別変化 $\Delta S V / S V$ に依存する。他および周波数部23では検出された心拍の発生する時間に基づき周波数 $f / (f + \Delta f)$ が形成される。信号比較部27では、図4ブロック23と26の出力例の比較により、周波数 $\Delta A_{10} / \Delta A_{10}$ と、すなわち $\Delta S V / S V$ が周波数 $f / (f + \Delta f)$ よりも大いかに小さいかが決定され、これに

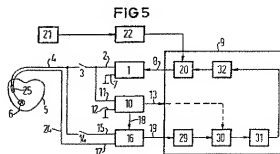
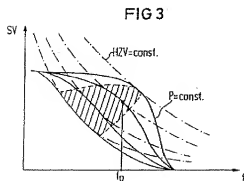
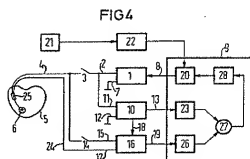
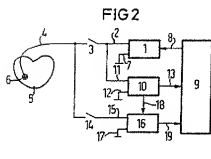
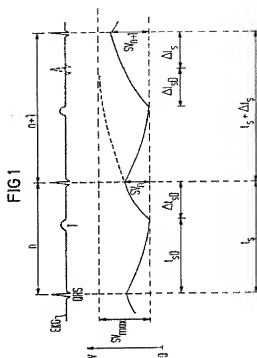
より周波数変化 Δf により心臓時間容積 $\Delta Z V = S V \cdot f$ が改善されるまたは悪化するかが決定される。比較結果に基づき周波数制御ユニット20は制御線28を介して、負荷が一定の際に心臓時間容積 ΔZ の悪化を引き起こす周波数変化 Δf が取りやめられるように制御する。

次の心臓の監視状態を識別するための実施例を説明する。吐出量5Vの検出により深刻に心臓の有害作用が評価され、周波数 f が低い際に、心臓の心臓動脈が有効に作用していないか否か、すなわち頻脈であるか否かが検出される。周波数検出する刺激パルスのバース間隔を定化することにより長時間の周波数検出を行い、吐出量に依存する測定パラメータを分析する。これによりこの種の監視状態の検出が可能である。そのために本発明では心拍検出部により検出された心拍周波数 f 、長時間の周波数上昇 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ 、すなわち周波数 Δf の経時的経緯 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ により定量化され、他および周波数部23によって、吐出量に依存する測定パラメータが周波数変化 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ に依存して変化したかおよびどの程度変化したが評価される。吐出量に依存する測定パラメータの変化が所定の閾値以下であれば、監視状態が検出され指示される。

周波数の高い基本周波数 f_1, f_2, \dots に、基本周波数の変化 $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$ 、すなわち $\Delta f_1, \Delta f_2, \dots$

2.2. 一に批評する、吐血量依存固定パラメータの変化パターンを調整し記憶し、頻脈の検出のための比較分析に使用すると分析がさらに改善される。

図5はハート・ベームス方式でのデータ搬出に対する手順の実例図を示す。ここでは図4と同等のハート・ベームス方式と比較しハート・ベームス方式制御部9の構成が異なるだけである。演算部10より搬出用16に1に変更されたデータを送る回路24は、2つのデータを送る回路10とn+1との出力をまたぎ回路25の出力変化1に動作する行われたインビデンス変動△xの出力変化△(Δx)が検出され、形成により、図2に実例図と同じように、制御のめられた値3Ymaxが取得される。このようにして得られた値は、心拍数検出10により検出された心拍数検出17に算出されたメモリ30に記憶される。このように記憶された値は、駆逐を出すための別の経路31で、所定のプログラミング可能である。または他者としてハート・ベームス方式により搬出された値メモリと比較される。損壊を被った場合には、再度検出ユニット20を2回駆逐するものも機能ユニット32が損壊を被ったものに作用する。



持表平6-501177 (8)

[illegible]

Print amount due to next report	Publication date	Print title number(s)	Publication date
CP-A-925889	17-02-88	US-A- 4850321	15-08-89
US-A-931788	11-04-89	US-A- 4417805	04-04-89
		US-A- 1195068	07-09-89